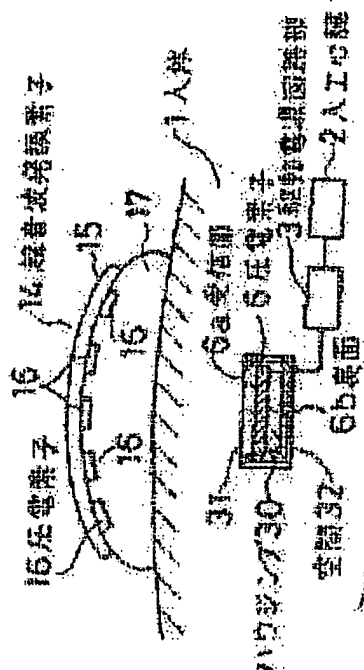


ENERGY SUPPLY DEVICE**Publication number:** JP1305945 (A)**Publication date:** 1989-12-11**Inventor(s):** UCHIYAMA NAOKI; KONO RYOICHI; UEDA YASUHIRO; TSUKATANI TAKASHI; TAKAYAMA SHUICHI; GOTANDA SHOICHI; WATANABE NOBUHIKO**Applicant(s):** OLYMPUS OPTICAL CO**Classification:****- International:** A61F2/48; A61M1/12; A61M1/36; A61F2/48; A61M1/10; A61M1/36; (IPC1-7): A61F2/48; A61M1/12; A61M1/36**- European:****Application number:** JP19880136434 19880602**Priority number(s):** JP19880136434 19880602**Abstract of JP 1305945 (A)**

PURPOSE: To enable safe and sure operation of an energy supply device having a vibrating element incorporated in an apparatus such as an artificial organ retained in a human body and adapted to receive ultrasonic energy from the outside of the human body by providing an ultrasonic energy absorbing layer on the surface of the vibrating element on the side remote from the surface at which ultrasonic energy is received.

CONSTITUTION: A housing 30 is secured thereto with an ultrasonic wave receiving piezoelectric element 6 which is incorporated in an artificial heart 2 as an artificial organ in a human body 1 and which is adapted to receive ultrasonic energy from the outside of the human body 1.; The ultrasonic receiving surface 6a of the piezoelectric element 6 has an acoustic impedance equal to that of the organism in the human body, and is coated thereover with a high polymer resilient material which is a vivo- inactive material such as a silicon material 31. A space 32 defined by the housing 30 and the piezoelectric element 6 is there on the side remote from the ultrasonic energy receiving surface 6a of the piezoelectric element 6, that is, on the rear surface 6b side. With the provision of the space 32, a means for shielding ultrasonic energy may be provided. Incidentally, the silicon material 31 covers not only the ultrasonic energy receiving surface 6a of the piezoelectric element 6 but also covers over the overall surface of the housing 30.



⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平1-305945

⑨ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成1年(1989)12月11日

A 61 F 2/48
A 61 M 1/12
1/36

3 7 1

7603-4C

7819-4C

7819-4C 審査請求 未請求 請求項の数 1 (全8頁)

⑭ 発明の名称 エネルギー供給装置

⑯ 特 願 昭63-136434

⑰ 出 願 昭63(1988)6月2日

⑱ 発 明 者 内 山 直 樹 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 小 納 良 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 植 田 康 弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉒ 代 理 人 弁理士 坪 井 淳 外2名
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

エネルギー供給装置

2. 特許請求の範囲

生体に設置する装置に超音波を利用してエネルギーを供給するエネルギー供給装置において、体外に設置された超音波振動素子と、生体に設置した装置に組み込まれた超音波振動素子と、生体に設置した装置に組み込まれた上記超音波振動素子の、体外に設置した上記超音波振動素子からの超音波エネルギーを受ける面の反対側に位置して設けられた超音波を遮断する手段とを具備したことを特徴とするエネルギー供給装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は生体に設置した人工臓器等の装置に超音波を利用してエネルギーを供給するエネルギー供給装置に関する。

〔従来の技術〕

人体内に留置した人工臓器、たとえば人工心臓

に組み込んだ蓄電器に超音波を利用して無線的に電力を給電する方式が知られている。この方式は上記人工臓器に超音波エネルギーを受ける超音波振動素子を設けるとともにその素子に向けて超音波に共振する超音波共振素子を人体外に設置してなり、体外の超音波共振素子で共振する超音波を人体内の超音波振動素子で受けて、このエネルギーを人工臓器の蓄電器に蓄電するようになっている。

〔発明が解決しようとする課題〕

この種の人工臓器のエネルギー供給装置においてはその人工臓器に組み込まれた超音波エネルギーを受ける素子として圧電素子を用いる。ところが、この圧電素子においては、人体外から送られる超音波エネルギーを受ける表面（前面）の反対面（裏面）からも超音波エネルギーが同時に放射される。そして、この裏面側から放射する無用の超音波エネルギーが生体もしくは人工臓器に悪い影響を与えることが考えられる。また、人体外から放射する超音波の向きが人工臓器に組み

込まれた受信素子からはずれたとき、もしくは余分な超音波エネルギーが受信素子から漏れるときにも生体もしくは人工臓器に悪い影響を与えることがあった。

そこで、本発明は生体に設置される人工臓器等の装置に組み込まれた超音波エネルギーを受ける素子の裏面側から放射される超音波エネルギー、さらには生体外から送られてくる超音波エネルギーの影響をなくし、安全かつ確実に作動するエネルギー供給装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段および作用】

本発明では、上記課題を解決するために、生体内に留置した人工臓器等の装置に組み込まれた人体外からの超音波エネルギーを受ける振動素子の、上記超音波エネルギーを受ける面の反対面（裏面）側に超音波エネルギー吸収層を設けたことを特徴とするものである。

【実施例】

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示すものである。この実施例は人工臓器用

波を前方の一点に集束させるようになっている。また、この超音波発振素子14の前面側はパウチ17により覆われ、このパウチ17内には液状の超音波伝達媒体18が充填されている。このパウチ17の部分は生体と同じ音響インピーダンスを有している。

上記人工臓器用エネルギー供給装置13において、プローブホルダ15のパウチ17を第2図で示すように人体1の体表面に密着し、その各圧電素子16…の向きを人工心臓2に組み込んだ圧電素子6の前面に向ける。そして、第3図で示すように切換えスイッチ19を接点A側に切り換える。また、駆動信号発生器24は比較的低周波の駆動信号を発生する。この低周波の駆動信号は混合器23を通してアンプ22により増幅され、圧電素子16…に印加され、その各圧電素子16…で発振した超音波はパウチ17および人体1を通じて人体1内の圧電素子6に集束してこの人体1内の圧電素子6を駆動する。このときに人工心臓2側の切換えスイッチBは接点A側にあるから、この

にエネルギー供給装置を適用した例である。

第2図中1は患者の人体であり、この人体1内には人工臓器としての人工心臓2が埋設されて留置されている。この人工心臓2には駆動電源回路部3が付設されている。駆動電源回路部3は第3図で示すように蓄電器4、整流回路5および超音波を受けるための超音波振動子としての圧電素子6からなり、また、人工心臓2は蓄電器4から電力の供給を受ける人工心臓駆動回路7により駆動されるものである。

一方、人体1の外部には体内に留置した人工心臓2に超音波を利用して無線的にエネルギーを供給する人工臓器用エネルギー供給装置13が設置されている。すなわち、上記人工心臓2に組み込まれ超音波エネルギーを受ける圧電素子6に向けて超音波を発振する超音波発振素子14を設けてなり、この実施例で超音波発振素子14は球面状に配置してプローブホルダ15に設けた複数の圧電素子（超音波振動素子）16…から構成されていて、これらの圧電素子16…から発振する超音

人体1内の圧電素子6で生じた電気信号はその接点Aを通じてローパスフィルタ9およびハイパスフィルタ10に印加する。この駆動信号は低周波であるからローパスフィルタ9を通り整流回路5に印加される。そして、この整流回路5により整流され、蓄電器4を充電する。この動作を所定時間行なうことにより蓄電器4の充電量を高め人工心臓2を常に駆動することができる。

このエネルギー供給装置13においては体内に設置した人工心臓2からの情報を知ることができる。つまり、体内側の切換えスイッチ8を切り換える情報をエネルギー供給装置13から伝送し、切換えスイッチ8の接点をB側に切り換える。また、外部のエネルギー供給装置13側でも切換えスイッチ19の接点をB側に切り換える。そして、人工心臓2側の送信パルス発生器12を駆動して圧電素子6を駆動し、超音波を発振させる。この超音波は上記エネルギー供給装置13側における超音波発振素子14の圧電素子16…により受信し、アンプ26により増幅したのち受信信号処理回

路27により処理し、人工心臓2の情報を知ることができる。このようにして人工心臓2から情報を得ながら逆に送信して人工心臓2を制御できるようになっている。

一方、第1図は発明としての要部を示す。人体1内の人工臓器としての人工心臓2に組み込まれている体外からの超音波エネルギーを受ける超音波受信用の圧電素子6はハウジング30に固定されている。圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aは生体と同じ音響インピーダンスをもち、かつ生体不活性材料である高分子弾性材料、たとえばシリコン材31で覆われている。圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aの反対の面(裏面)6b側にはハウジング30と圧電素子6によって形成される空間32がある。この空間32を形成することによって後述するように超音波を遮断する手段を構成している。なお、上記シリコン材31は圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aのみでなくハウジング30全体を覆っている。

このように構成された人工心臓2に組み込まれ

は放射されないので安全であり、駆動電源回路部3の働きをみだす方向に超音波を放射することもなく確実に作動する。また、この超音波を遮断する空間32の作用は超音波エネルギーを受ける場合にも同様に作用する。

第4図は本発明の第2の実施例を示すものである。なお、第1の実施例と同じ構成部は同じ番号とし、その説明は省略する。

圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aの反対の面(裏面)6b側とハウジング30とによって形成される空間32内にはダンピング層33が設けられている。ダンピング層33は一般にはエポキシ系樹脂にタングステン等の金属微粉末をまぜたものよりなっている。

このとき、圧電素子6の反対の面(裏面)6bより放射される超音波はダンピング層33内に放射されるが、ダンピング層33自身によってその超音波は減衰され、ハウジング30より外に放射されることはなくなる。したがって、第1の実施例と同じく超音波を遮断する効果が得られる。

た圧電素子6では特に、第3図における切換スイッチ8をB側に切り換えて、送信パルス発生器12により、信号を人体1側から人体外に送信するとき、圧電素子6におけるエネルギー受信面6aと反対の面(裏側)6bから放射される超音波による信号は空間32によって阻止され、ハウジング30より外に放射されることはない。これは圧電素子6と空間32内の空気との音響インピーダンスが大きく異なるために、圧電素子6の反対の面(裏面)6bで超音波信号が反射されるためである。

一方、圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aの側は生体と同じ音響インピーダンスをもつシリコン31材で覆われているので、人体1中に圧電素子6で発生した超音波信号を効率よく放射し、人体外のエネルギー供給装置13へ確実に超音波を送信する。

つまり、圧電素子6によって発生する超音波エネルギーは人体1内で超音波エネルギー受信面6a側のみから放射され、余分(不用)な方向に

第5図は本発明の第3の実施例を示すものである。なお、第1の実施例と同じ構成部は同じ番号とし、その説明は省略する。

圧電素子6、ハウジング30、シリコン材31より構成される人工臓器2に組み込まれた圧電素子部の裏側(ここでいう裏側とは圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aの反対の面側)に上記圧電素子部より大きな超音波吸収層34を設ける。超音波吸収層34としてはたとえば第2の実施例によるダンピング層やゴム材等がよい。

このように、超音波吸収層34を設ければ圧電素子6の裏面側6bより放射される超音波も超音波吸収層34により吸収および減衰されるので、人体1等に影響を及ぼさなくなる。また、人体外のエネルギー供給装置13より送られる超音波エネルギーが、仮に、圧電素子6をはずれたとしても、その圧電素子6より大きい超音波吸収層34によってはずれた超音波エネルギーは吸収されるので、人体1等に影響をおよぼすことはない。さらに、人体外のエネルギー供給装置13より送ら

れる超音波エネルギーの集束状態が悪く圧電素子6の回りから超音波エネルギーがもれても超音波吸収層34によって、そのもれた超音波エネルギーは吸収されるので、人体1等に悪い影響が及ばなくなる。

なお、超音波吸収層34は第6図に示すように圧電素子6の超音波エネルギー受信面6aより上側まで含むようにしたものであってもよい。また一層でなく独立に複数層設けたり、圧電素子部の周囲に複数層設けてもよい。

第7図および第8図は本発明の第4の実施例を示すものである。第8図はその全体の構成を示している。なお、前記実施例のものと同様個所には同じ番号を付す。人体1内には人工心臓2を設け、この人工心臓2に駆動エネルギーを供給するための蓄電器(バッテリー、充電式電池等)4を接続している。人体1の体表面部には、その一部を露出して経皮端子41を埋込み、蓄電器4と整流器5を経由して接続している。

上記経皮端子41と対面して、体外側には超音

波発振素子14が設置される。これを駆動するには、駆動信号発生器24と信号発生器25からの信号を混合器23を介して、第1のアンプ22にて増幅し、切換えスイッチ19を経由して行なわれる。また、この経皮端子41からの体内データは、超音波発振素子14から切換えスイッチ19を経て、第2のアンプ26にて増幅し、受信回路27にて検出される。

また、第8図で示すように経皮端子41は、体表面側にシリコンゴム、ポリウレタンゴム等よりなる弾性膜42を設け、これに密着して圧電素子6を設けている。また、これの外側はハイドロキシアパタイト、ベータTCP等の生体と適合性があり、密着結合する材料からなるバイオセラミックスホルダ43にて構成している。また、このバイオセラミックスホルダ43内において、圧電素子6の裏面側には超音波遮断用の空間32が形成されている。上記圧電素子6へ超音波発振素子14からの超音波が当てられることにより、機械的ひずみが生じ、これがローパスフィルタ9、整流回

路5、蓄電器4を経て人工心臓駆動回路7へ送られ、人工心臓2を駆動する。同時にハイパスフィルタ10を経て信号検出部11にて駆動信号をモニタリングできる。また、切換えスイッチ8の切り換えにより(図の状態)、体内側のデータ(血圧、血流量、酸素分圧、炭酸ガス分圧、人工心臓の駆動状態等)を送信パルス発生器12から圧電素子6を駆動して、体外の超音波発振素子14を振動させて上記データをモニタリングすることもできる。

人工心臓2の駆動エネルギーが不足した場合、第7図および第8図のごとく超音波発振素子14を経皮端子41に当て、上記のごとくエネルギーを送る。また、体内側のデータについてもモニタリングすることができる。

そして、圧電素子6の裏面に設けられた空間32により、圧電素子6の裏面から放射される超音波を遮断する。

しかして、この構成によれば、感染がなく、かつ、電気的にも安全である。また、経皮端子14

を用いているため圧電素子6、16間の位置合わせを容易に行なうことができ、操作が簡単である。また、圧電素子6、16間の距離が小さく、伝送効率の低下が少なくすむ。さらに圧電素子6の裏面から放射される超音波を空間32で遮断でき、生体や人工臓器などに悪影響を与えずにすむ。

第9図は本発明の第5の実施例を示すものである。これは経皮端子50に係り、薬液注入手段を組み込んだハイドロキシアパタイト、ベータTCP等よりなる経皮端子本体51に、シリコンゴム、ポリウレタンゴム等よりなる弾性膜42を設け、これに密着して圧電素子6を設ける。経皮端子本体51内にはポンプ駆動回路52とバイモルフポンプ等からなる注入ポンプ53を設置しており、ポンプ駆動回路52は圧電素子6と接続しているとともに、注入ポンプ53と接続している。さらに、経皮端子本体51内には薬液用リザーバ54を設け、注入ポンプ53に薬液が送られる。注入ポンプ53からはカテーテル55が導出され、動脈等の血管56に接続している。弾性膜41の

圧電素子6に対向して超音波発振素子14が接触させるようになっている。この超音波発振素子14は、ホルダー57に保持され、素子駆動信号発生器58に接続されている。また、この経皮端子本体51内には圧電素子6の裏面側には超音波遮断用の空間32が形成されている。

しかして、薬液用リザーバ54内にはあらかじめシリンジ59からの供給によりインシュリン、抗癌剤等の薬剤を入れておく。第4の実施例と同様に、超音波発振素子14から圧電素子6へ超音波エネルギーを伝送して、注入ポンプ53を駆動する。注入ポンプ53の駆動により、薬液用リザーバ54内の薬液をカテーテル55内に送出し、血管56内に、インシュリンや抗癌剤等が注入され、糖尿病治療、抗癌治療等を可能とする。

そして、圧電素子6の裏面側に設けられた空間32によりその圧電素子6の裏面から放射される超音波を遮断する。

なお、本発明は上記各実施例のものに限定されるものではない。たとえば圧電素子としては、

チタン酸バリウム系、PZT系、PVdF系等その材料に限定されずに実現できる。また、生体内に設ける装置も人工心臓以外の人工臓器、たとえば人工すい臓等でもよく、また、人工臓器以外の装置でもよい。

〔発明の効果〕

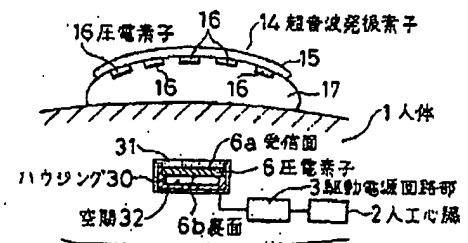
以上述べたように、本発明によれば、生体に設けられる人工臓器等の装置側に組み込まれた超音波エネルギーを受ける超音波発振素子の裏面側から放射される超音波エネルギー、さらに、人体外から送られてくる超音波エネルギーの影響をなくし、安全で確実に駆動するエネルギー供給装置を提供することができる。

4. 図面の簡単な説明

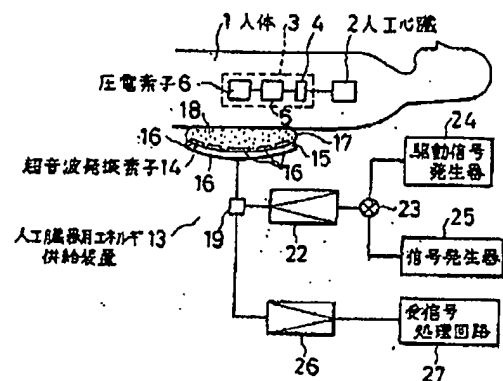
第1図は本発明の第1の実施例を示す要部の説明図、第2図および第3図は同じくその実施例の全体的な構成図、第4図は本発明の第2の実施例を示す要部の説明図、第5図は本発明の第3の実施例を示す要部の説明図、第6図は本発明の第3の実施例の変形例を示す要部の説明図、第7

図および第8図は本発明の第4の実施例を示す全体的な構成図、第9図は本発明の第5の実施例を示す全体的な構成図である。

1…人体、2…人工心臓、6…圧電素子、13…エネルギー供給装置、14…超音波発振素子、16…圧電素子、32…空間、33…ダンピング層。

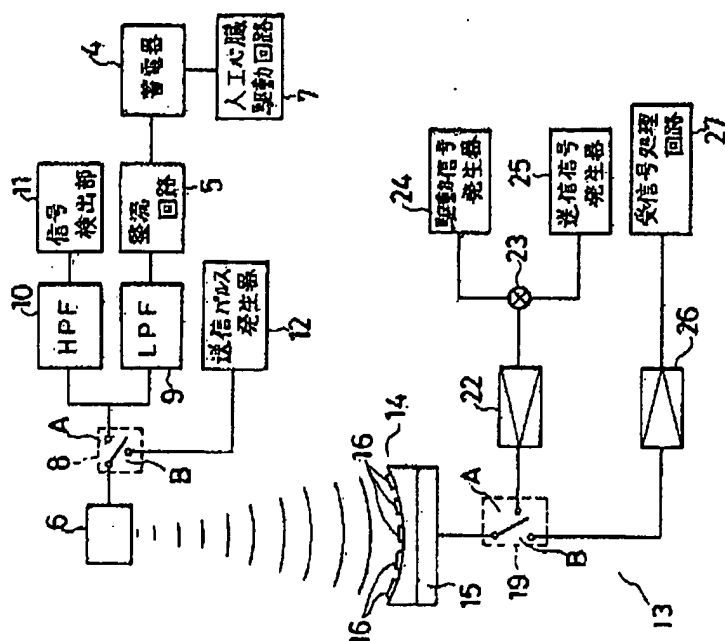


第 1 図

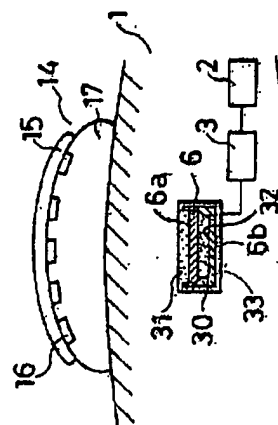


第 2 図

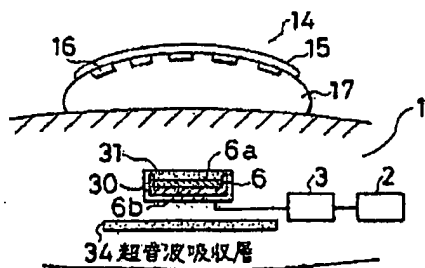
出願人代理人 弁理士 坪井 淳



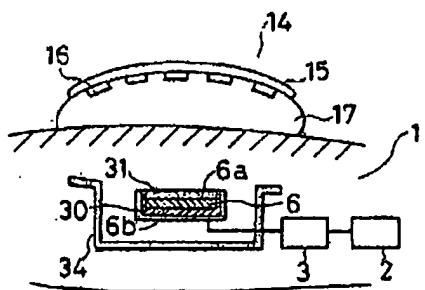
三 報



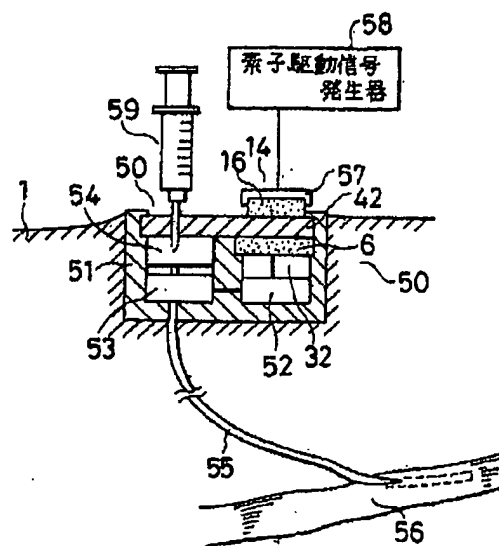
四ノ巻



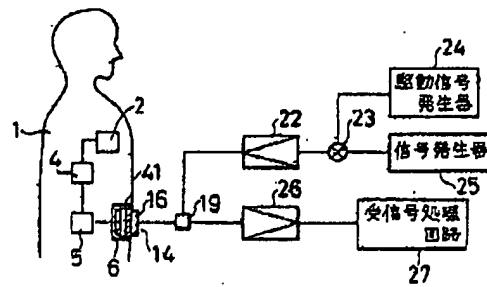
第 5 図



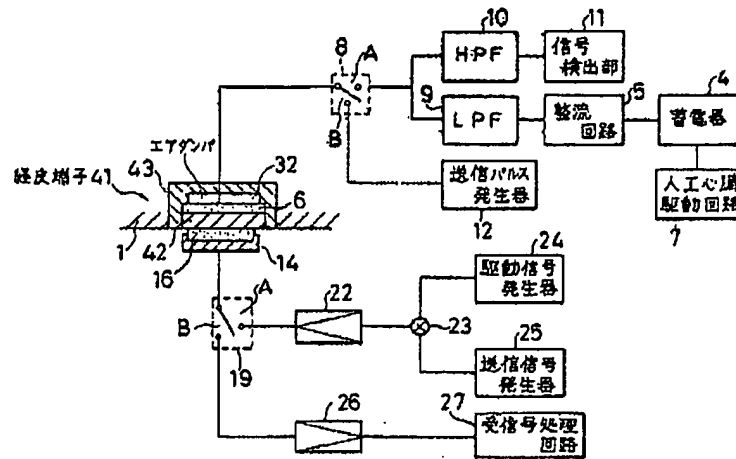
第 6 圖



第 9 圖



第 7 圖



第 8 圖

第1頁の続き

⑫	発 明 者	塚 谷 隆 志	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 株式会社内	オリンパス光学工業株式会社
⑬	発 明 者	高 山 修 一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 株式会社内	オリンパス光学工業株式会社
⑭	発 明 者	五 反 田 正 一	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 株式会社内	オリンパス光学工業株式会社
⑮	発 明 者	渡 辺 延 彦	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 株式会社内	オリンパス光学工業株式会社

手続補正書 63.9.19

昭和 年 月 日

特許庁長官 吉田文毅殿

7. 補正の内容

(1) 2 ページの上から5行目の「波に発振する」を「波を発振する」に補正する。

(2) 14 ページの最下行(20行目)の「弾性膜41の」を「弾性膜42の」に補正する。

1. 事件の表示

特願昭63-136434号

2. 発明の名称

エネルギー供給装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

(037) オリンパス光学工業株式会社

4. 代理人

東京都千代田区霞が関3丁目7番2号 UBEビル

〒100 電話 03(502)3181 (大代表)

(0881) 弁護士 坪井 淳

5. 自発補正

6. 補正の対象

明細書

